

①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



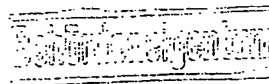
DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Offenlegungsschrift
⑪ DE 3738636 A1

②① Aktenzeichen: P 37 38 636.0
②② Anmeldetag: 13. 11. 87
②③ Offenlegungstag: 1. 6. 88

⑤① Int. Cl. 4:
H 04 N 5/262
H 04 N 5/32
H 04 N 5/31
H 04 N 1/387
A 61 B 5/05
A 61 B 8/00
A 61 B 6/00

DE 3738636 A1



③⑩ Unionspriorität: ③② ③③ ③①
14.11.86 JP P 272369/86

⑦① Anmelder:
Kabushiki Kaisha Toshiba, Kawasaki, Kanagawa, JP

⑦④ Vertreter:
Henkel, G., Dr.phil.; Feiler, L., Dr.rer.nat.; Hänzle, W.,
Dipl.-Ing.; Kottmann, D., Dipl.-Ing, Pat.-Anwälte,
8000 München

⑦② Erfinder:
Oe, Mithuo, Ootawara, Tochigi, JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Bildverarbeitungsgerät

Die Erfindung betrifft ein Bildverarbeitungsgerät mit einer Röntgenfernsehleinheit (11) zur Lieferung eines Maskenbildsignals und eines Kontrastbildsignals entsprechend einem Maskenbild bzw. einem Kontrastbild sowie einem Subtraktionsprozessor (16) zum Ausgeben oder Liefern eines Subtraktionsbildsignals durch Subtraktion des Maskenbildsignals vom Kontrastbildsignal. Das Maskenbildsignal und das Subtraktionsbildsignal werden in entsprechenden Halbbildspeichern (13 bzw. 16) abgespeichert. Eine Teilerstufe (18) dividiert das im Halbbildspeicher (13) abgespeicherte Maskenbildsignal durch eine Konstante und liefert ein pegelabgesenktes Maskenbildsignal. Eine Addierstufe (19) addiert das pegelabgesenkte Maskenbildsignal und das Subtraktionsbildsignal. Ein Anzeigeteil (21) gibt bei Empfang eines Ortungsbildsignals ein Subtraktionsbild gegen den Hintergrund eines dünnen oder schwachen Maskenbilds in Überlagerung wieder.

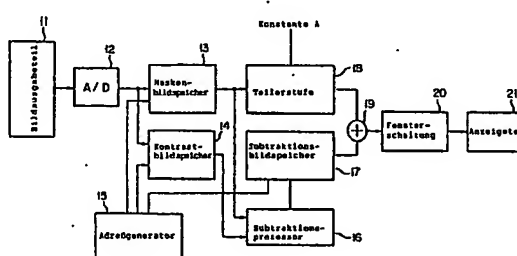


FIG. 1

DE 3738636 A1

Patentansprüche

1. Bildverarbeitungsgerät, gekennzeichnet durch eine Bildausgabeeinheit (11) zum Ausgeben oder Liefern mindestens erster und zweiter Bilder, die mindestens zwei verschiedenen Bildern eines interessierenden Bereichs eines Untersuchungs-Objekts entsprechen, eine Speichereinrichtung (13, 17 bzw. 14) zum Speichern eines ersten bzw. zweiten Bildsignals, eine Signalverarbeitungseinheit (18), um das aus der entsprechenden Speichereinrichtung (13) ausgelesene erste Bildsignal einer arithmetischen Verarbeitung mit einer spezifischen Konstante zum Absenken des Pegels des ersten Bildsignals und zum Ausgeben eines pegelabgesenkten (level down) ersten Bildsignals zu unterwerfen, eine an erste(s) und zweite(s) Bildsignal bzw. Bildspeichereinrichtung angeschlossene Subtraktionseinheit (16) zum subtraktiven Kombinieren der ersten und zweiten Bildsignale und zum Ausgeben eines Subtraktionsbildsignals sowie eine Ortungs(punkt)bild-Ausgabeeinheit (19) zum additiven Kombinieren des pegelabgesenkten Bildsignals und der Subtraktions(bild)signale von der Signalverarbeitungseinheit (18) bzw. der Subtraktionseinheit (16) und zum Ausgeben eines Ortungs(punkt)bildsignals (landmark image signal).
2. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildausgabeeinheit (11) aus einer Röntgenfernseheinheit für die Röntgenbestrahlung des Untersuchungs-Objekts und zum Ausgeben des ersten Bildsignals entsprechend einem Röntgenmaskenbild vor der Injektion eines Kontrastmittels in den interessierenden Bereich und des zweiten Bildsignals entsprechend einem Röntgenkontrastbild nach der Injektion des Kontrastmittels in den interessierenden Bereich zu der an die Subtraktionseinheit (16) angeschlossenen Speichereinrichtung (13, 14) gebildet ist.
3. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Speichereinrichtung einen ersten Halbbildspeicher (frame memory) (13) zum Speichern des ersten Bildsignals und einen zweiten Halbbildspeicher (14) zum Speichern des zweiten Bildsignals umfaßt und die ersten und zweiten Bildsignale von erstem bzw. zweitem Halbbildspeicher der Subtraktionseinheit (16) zum Ausgeben des Subtraktionssignals zuführbar sind.
4. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Subtraktionseinheit einen Halbbildspeicher (17) zum Speichern des Subtraktionssignals aufweist.
5. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Signalverarbeitungseinheit aus einer Teilereinheit (18) zum Dividieren eines ersten Bildsignals von der entsprechenden Speichereinheit oder -einrichtung durch eine spezifische Konstante besteht.
6. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die spezifische Konstante ein Pegelverhältnis des pegelgesenkten ersten Bildsignals und des Subtraktionsbildsignals auf etwa 1:1 setzt oder einstellt.
7. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Signalverarbeitungseinheit eine Einheit (18) zum Dividieren des ersten Bildsignals durch eine spezifische Konstante

umfaßt, um ein Verhältnis eines größten der Werte des Subtraktionsbildsignals zu einem mittleren der Werte des ersten Bildsignals von 1:1 abzuleiten.

8. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Ortungsbild-Ausgabeeinheit mit der Signalverarbeitungseinheit (18) und der Subtraktionseinheit (16) verbunden ist und eine Addierstufe (19) zum additiven Kombinieren des pegelabgesenkten ersten Bildsignals und des Subtraktions(bild)signals sowie eine Fenster(bildungs)einheit (window means) (20), um das von der Addierstufe erhaltene Ortungsbildsignal einer Fensterverarbeitung zu unterwerfen und ein pegelangehobenes Ortungsbildsignal zu liefern, umfaßt.
9. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Fenstereinheit (20) eine Tafel- oder Tabelleneinheit (table means) zum Umwandeln des von der Addierstufe (19) gelieferten Ortungsbildsignals in Signale mindestens erster und zweiter Pegel in Übereinstimmung mit dem Pegel des Ortungsbildsignals umfaßt, wobei das Signal des ersten Pegels (first level signal) einen höheren Pegel als das Signal des zweiten Pegels aufweist.
10. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Fenstereinheit (20) Mittel aufweist, um das Ortungsbildsignal bei der Ausgabe des Ortungsbildsignals auf einen höheren Pegel zu bringen als bei der Ausgabe des Subtraktionsbildsignals.
11. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Ortungsbild-Ausgabeeinheit eine Einheit (21) zum Wiedergeben des Ortungsbildsignals, einschließlich des ersten Bildsignals und des Subtraktionsbildsignals, als Ortungs(punkt)bild aufweist.
12. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Wiedergabeeinheit (21) ein erstes Bild und ein Subtraktionsbild entsprechend dem ersten Bildsignal bzw. dem Subtraktionsbildsignal wiedergibt.
13. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildausgabeeinheit (11) eine Ultraschallbild-Ausgabeeinheit zum Ausgeben oder Liefern eines Ultraschallbildsignals umfaßt.
14. Bildverarbeitungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildausgabeeinheit (11) eine Einrichtung zum Ausgeben oder Liefern eines Kernmagnetresonanzbildsignals umfaßt.

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Bildverarbeitungsgerät zum Verarbeiten zweier, vom gleichen interessierenden Bereich gewonnener Bilder verschiedener Art, insbesondere ein Bildverarbeitungsgerät unter Anwendung einer Subtraktionsmethode.

Ein eine Subtraktionsmethode anwendendes Bildverarbeitungsgerät eignet sich für die Verarbeitung eines Bilds auf der Grundlage von Echodaten, die mittels eines Röntgendiagnosesystems oder eines Ultraschalldiagnosesystems gewonnen werden, oder von mittels Kernmagnetresonanz (NMR) gewonnenen FID-Daten, so daß ein brauchbares Bild für medizinische Diagnose rekonstruierbar ist.

Beim Röntgendiagnosesystem kann z.B. ein Maskenbild, das vor Injektion eines Kontrastmittels in einen

interessierenden (oder Untersuchungs-)Bereich eines menschlichen Patienten gewonnen wird, von einem Überlagerungsbild (Kontrastbild) aus Vasographie- und Maskenbildern, die nach der Injektion von Kontrastmittel gewonnen werden, subtrahiert und (damit) das Maskenbild aus dem Überlagerungsbild beseitigt und damit ein Subtraktionsbild, d.h. das Bild nur der Blutgefäße, ausgezogen werden. Auf diese Weise kann ein Blutgefäßbild hohen Kontrasts erzielt werden. Da jedoch die anatomische Lage eines beliebigen Aufnahmebereichs nicht einfach auf der Grundlage der Beobachtung eines Blutgefäßbilds bestimmt werden kann, wird daher ggf. ein Ortungs(punkt)bild (landmark image), mit dem überlagerten Maskenbild, als Hintergrund auf dem Subtraktionsbild wiedergegeben. Im Fall des Ortungsbilds ist der Bildpegel des Blutgefäßabschnitts am (im) Subtraktionsbild niedriger als derjenige des Maskenbilds, so daß der Blutgefäßabschnitt sichtmäßig schlecht definiert ist, wenn die beiden Bilder einander überlagert sind.

Aufgabe der Erfindung ist damit die Schaffung eines Bildverarbeitungsgeräts, mit dem ein Ortungsbild wiedergebar ist, das eine deutliche Erkennung von Blutgefäßen erlaubt. Diese Aufgabe wird durch die im Patentanspruch 1 gekennzeichneten Merkmale gelöst.

Ein Bildverarbeitungsgerät gemäß der Erfindung enthält eine Teilerinheit zum Teilen oder Dividieren eines Maskenbildsignals durch eine vorbestimmte Konstante und zum Ausgeben eines pegelgesenkten (level-down) Bildsignals sowie eine Einheit zum Ausgeben (Liefen) eines Ortungsbildsignals.

Weiterhin umfaßt dieses Gerät eine Fensterverarbeitungsschaltung, um ein Ortungsbildsignal einer Fensterverarbeitung zu unterwerfen, so daß der Ortungsbildpegel verbessert bzw. angehoben werden kann.

Im folgenden ist eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 ein Blockschaltbild eines Bildverarbeitungsgeräts gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung,

Fig. 2 ein Schaltbild, das in graphischer Form die Haupt(bau)teile des Geräts nach Fig. 1 zeigt,

Fig. 3 eine graphische Darstellung der Pegelverteilung von mittels der Schaltung nach Fig. 2 gewonnenen Bildsignalen und

Fig. 4 eine graphische Darstellung des Fensterpegels (window level) einer Fenster(bildungs)schaltung nach Fig. 2.

Gemäß Fig. 1 umfaßt ein Bildausgabeteil 11 beispielsweise eine Röntgen-Fernseheinheit zum Erzeugen eines Röntgenbildsignals. Die Ausgangsklemme des Bildausgabeteils 11 ist mit der Eingangsklemme eines A/D-Wandlers 12 verbunden, der seinerseits ein vom Bildausgabeteil 11 ausgegebenes (geliefertes) analoges Bildsignal in ein digitales Bildsignal umwandelt.

Die Ausgangsklemme des A/D-Wandlers 12 ist mit den Einschreibklemmen eines Maskenbildspeichers (Halbbildspeichers) 13 und eines Kontrastbildspeichers (Halbbildspeichers) 14 verbunden. Der Maskenbildspeicher 13 speichert als Maskenbild ein Röntgenbild, das vor der Injektion eines Kontrastmittels in einen interessierenden Bereich eines menschlichen Untersuchungs-Objekts bzw. Patienten gewonnen worden ist, d.h. ein Röntgenbild nur des Skeletts. Der Kontrastbildspeicher 14 speichert als Kontrastbild ein Röntgenbild, das vor der Injektion des Kontrastmittels in den interessierenden oder Untersuchungs-Bereich des menschlichen Patienten gewonnen worden ist, d.h. ein Überlagerungs-

bild aus Skelett- und Blutgefäßbildern. Die Speicher 13 und 14 sind mit ihren Adreßklemmen an die Ausgangsklemmen eines Adreßgenerators 15 angeschlossen und speichern ein Bildsignal vom A/D-Wandler 12 nach Maßgabe der Adreßdaten vom Adreßgenerator 15. Die Ausleseklappen von Maskenbildspeicher 13 und Kontrastbildspeicher 14 sind an die Eingangsklemmen eines Subtraktionsprozessors 16 angeschlossen, welcher die Bildsignale von den Bild- oder Halbbildspeichern 13 und 14 verarbeitet, um ein Bild lediglich des Blutgefäßbereichs, d.h. ein Subtraktionsbild mittels einer subtraktiven Verarbeitung zwischen Maskenbild und Kontrastbild zu gewinnen.

Die Ausgangsklemme des Subtraktionsprozessors 16 ist an die Einschreibklemme eines Subtraktionsbildspeichers 17 angeschlossen, der (als Halbbildspeicher) ein Subtraktionsbildsignal nach Maßgabe eines Adreßsignals vom Adreßgenerator 15 einschreibt.

Die Ausgangsklemme des Maskenbildspeichers 13 ist mit der Eingangsklemme einer Teilerstufe 18 verbunden. Letzere dividiert ein Maskenbildsignal durch eine Konstante A, um den Bildpegel des aus dem Maskenbildspeicher 13 ausgelesenen Bildsignals zu senden.

Der Subtraktionsbildspeicher 17 und die Teilerstufe 18 sind mit ihren Ausgangsklemmen an die Eingangsklemmen einer Addierstufe 19 angeschlossen. Zur Gewinnung eines Ortungs(punkt)bildsignals (landmark image signal) kombiniert die Addierstufe additiv das Maskenbildsignal und das Subtraktionsbildsignal, wobei das Ausgangssignal der Addierstufe 19 an die Eingangsklemme einer Fenster(bildungs)schaltung 20 angelegt wird. Zur Lieferung des am besten betrachtbaren Bilds als Ortungsbild verarbeitet die Fensterschaltung 20 das Ortungsbildsignal mit einem pegelerhöhten (level-enhanced) erforderlichen Bereich des Ortungsbilds. Die Ausgangsklemme der Fensterschaltung 20 ist an die Eingangsklemme eines Anzeigeteils (Bildschirmteils) 21 angeschlossen.

Die Arbeitsweise des beschriebenen Bildverarbeitungsgeräts ist nachstehend erläutert.

Zunächst wird der interessierende Bereich des menschlichen Patienten vor der Injektion eines Kontrastmittels in diesen Bereich mit Röntgenstrahlen durchleuchtet, wobei ein Maskenbildsignal vom Bildausgabeteil 11 zum A/D-Wandler 12 ausgegeben und durch letzteren in ein digitales Maskenbildsignal umgewandelt wird. Das digitale Maskenbildsignal wird im Maskenbildspeicher 13 abgespeichert. Sodann wird der Patient nach der Injektion von Kontrastmittel in das Blutgefäß mit Röntgenstrahlung bestrahlt, wobei der Bildausgabeteil 11 ein Kontrastbildsignal zum Kontrastbildspeicher 14 liefert, in welchem dieses Bildsignal abgespeichert wird.

Die Bildsignale von Maskenbildspeicher 13 und Kontrastbildspeicher 14 werden dem Subtraktionsprozessor 16 eingegeben, durch welchen ein Maskenbildsignal vom Kontrastbildsignal subtrahiert wird. Der Subtraktionsprozessor 16 liefert sodann ein Subtraktionsbildsignal zum Subtraktionsbildspeicher 17.

Das im Maskenbildspeicher 13 abgespeicherte Maskenbild und das Subtraktionsbild des Subtraktionsbildspeichers 17 stellen sich auf die in Fig. 2 gezeigte Weise dar. Dies bedeutet, daß das Maskenbild nur das Skelett M, das Subtraktionsbild nur ein Blutgefäßbild S darstellt.

Das Maskenbildsignal wird der Teilerstufe 18 eingegeben und durch diese durch eine Konstante A zur Gewinnung eines Maskenbildsignals dividiert; dabei ist zu

beachten, daß die Konstante A so bestimmt ist, daß sie ein Verhältnis von Maskenbildsignalpegel zu Subtraktionsbildsignalpegel von etwa 1:1 aufweist, vorzugsweise etwa ein 1:1-Verhältnis eines Mittelwerts der Werte oder Größen von Bildelementen des Maskenbilds zu einem Höchstwert von Bildelementen des Subtraktionsbilds.

Das Maskenbild, das Kontrastbild und das Subtraktionsbild sind in Fig. 3 in Form von Profilen bzw. Kurven $G0$, $G1$ bzw. GS aufgetragen. Das durch die Teilerstufe 18 verarbeitete Maskenbild besitzt das Profil bzw. die Kurve $G3$.

Dies bedeutet, daß durch Division der Kurve $G0$ durch die Konstante A das Maskenbild auf einen Pegel $I/3$ umgesetzt wird.

Das Ortungsbild eines Profils bzw. einer Kurve GR wird erzielt durch Addition des Maskenbildsignals der Kurve $G3$ und des Subtraktionsbildsignals des größten Pegels I_{max} . Wie vorstehend erwähnt und wie aus Fig. 3 ersichtlich, besitzen die Pegel $I/3$ und I_{max} eine Beziehung von etwa 1:1 zueinander. Das Ortungsbild liefert damit ein gut ausgewogenes Überlagerungsbild des pegelgesenkten Maskenbilds und des Subtraktionsbilds, so daß das am besten oder am einfachsten beobachtbare Blutgefäßbild als Bildschirmbild gegen das Hintergrundbild auf die nachstehend beschriebene Weise wiedergegeben werden kann. Zur Bestimmung der Konstante A für ein zwischen dem Maskenbild und dem Subtraktionsbild zu erzielendes 1:1-Pegelverhältnis kann der Kontrastpegel des Maskenbilds durch Variieren der Konstante A mittels einer Eingabeeinheit, etwa einer Rollkugel (track ball) gesteuert bzw. eingestellt werden, während das von der Teilerstufe 18 kommende Maskenbild auf dem Monitorbildschirm des Anzeigeteils 21 betrachtet wird. Das Ortungsbild mit dem Profil bzw. der Kurve GR wird der Fensterschaltung 20 für Fensterverarbeitung eingegeben. Für die Wiedergabe eines Subtraktionsbilds mittels der Fensterverarbeitung wird der Fensterpegel auf eine Größe WS gemäß Fig. 4 gesetzt, wobei das Profil GS des Blutgefäßes am stärksten betont oder angehoben ist. Wenn andererseits das Ortungsbild wiedergegeben werden soll, wird vorzugsweise das Subtraktionsbild, wie bei WR in Fig. 4 angedeutet, um den Pegel $I/3$ angehoben, weil der Pegel des Maskenbilds (von der Teilerstufe 18) des Untersuchungs-Bereichs am Blutgefäß um den Pegel $I/3$, wie bei GR angedeutet, angehoben ist.

Das am besten betrachtbare Bild wird durch Korrektur des Fensterpegels auf oben angegebene Weise erzielt, wenn eine Änderung am Ortungsbild relativ zum Fensterpegel zum Zeitpunkt der Wiedergabe des Subtraktionsbilds vorgenommen wird.

Das einer Fensterverarbeitung durch die Fensterschaltung 20 unterworfenen Bildsignal wird dem Anzeigeteil 21 eingespeist, in welchem ein Subtraktionsbild S in Überlagerung zu einem Maskenbild M als Hintergrundbild wiedergegeben wird. Da das Maskenbild M als dünnes Umriß-Bild wiedergegeben wird, können das Maskenbild, d.h. das Hintergrundbild (Skelettbild), und das Subtraktionsbild (Blutgefäßbild) in ihren Relativlagen zueinander erkannt werden.

Wenn mit einem in blauer Farbe wiedergegebenen Signal eines Pegels $I/3$ ein Signal (Blutgefäßkomponente), das den Pegel $I/3$ übersteigt, einem Farbfernsehgerät eingespeist wird, kann dieses Signal, als praktisches Anwendungsbeispiel, als Farbbild auf dem Bildschirm wiedergegeben werden. Durch eine Farbwiedergabe oder -darstellung wird die Identifizierung eines interessieren-

den oder Untersuchungs-Bereichs (am Blutgefäß) gegen den Hintergrund weiter verbessert.

Das Subtraktionsbild kann dem Maskenbild überlagert werden, indem die Blutgefäßkontur des Subtraktionsbilds einem Pegelanhebungsprozeß, z.B. einem Sobel-Filterprozeß, unterworfen wird. Die Bildüberlagerung kann durch Extraktion bzw. Ausziehen des Blutgefäßprofils in einer Grafik erfolgen.

Obleich in Verbindung mit der vorstehend beschriebenen Ausführungsform zwei verschiedene Bilder erwähnt sind, die vor bzw. nach der Injektion des Kontrastmittels in das Blutgefäß gewonnen werden, können zwei verschiedene Daten, die von einem spezifischen Untersuchungs-Bereich gewonnen wurden, in relativ aufeinander bezogene Weise erkannt werden. Außerdem können auch zwei oder mehr Arten von Bildern einander überlagert werden. Die Erfindung ist nicht nur auf digitale Bildsignale, sondern auch auf analoge Bildsignale anwendbar.

Obleich in Verbindung mit der beschriebenen Ausführungsform die Bildsignale als Röntgenbildsignale erläutert sind, können als eingegebene Bildsignale verschiedenartige Bildsignale benutzt werden, beispielsweise Ultraschallbildsignale und Kernmagnetresonanz-Bildsignale.

3738636

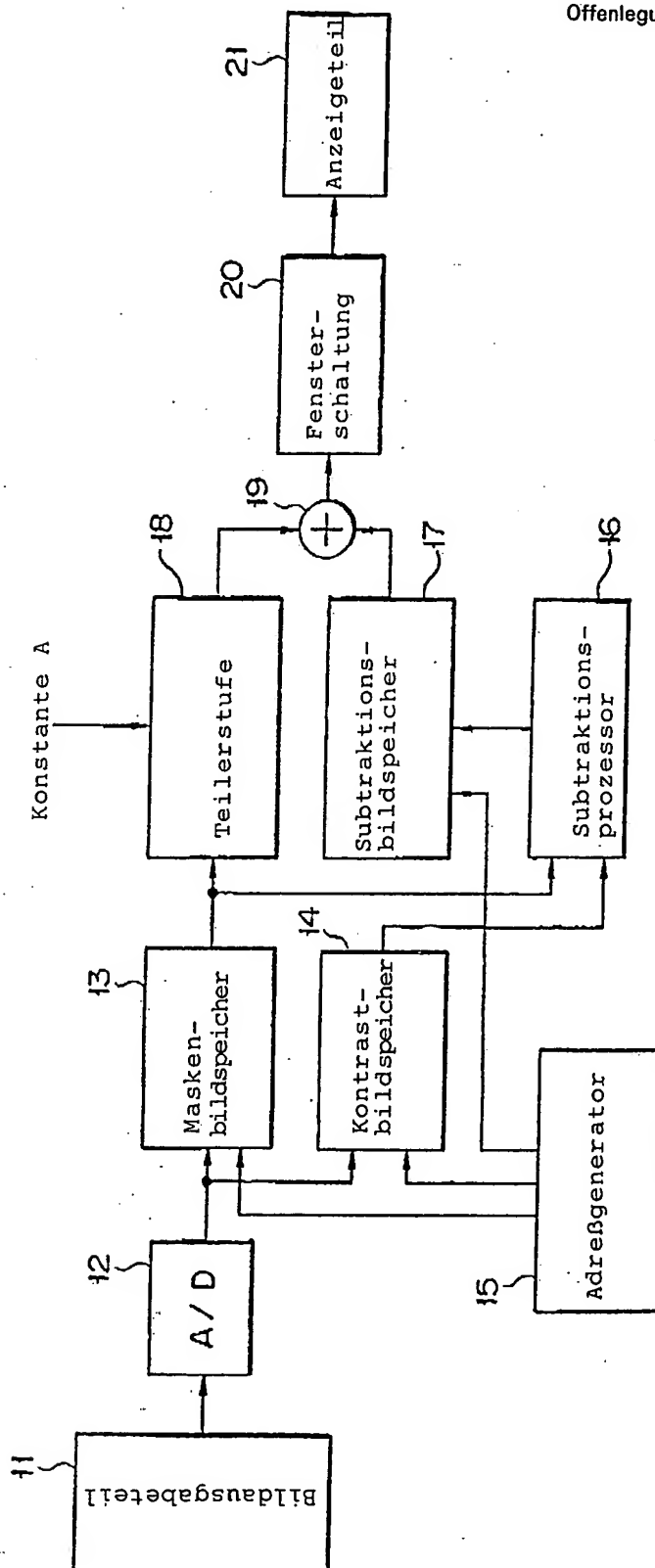


FIG. 1

Nummer: 37 38 636
 Int. Cl.⁴: H 04 N 5/262
 Anmeldetag: 13. November 1987
 Offenlegungstag: 1. Juni 1988

14

3738636

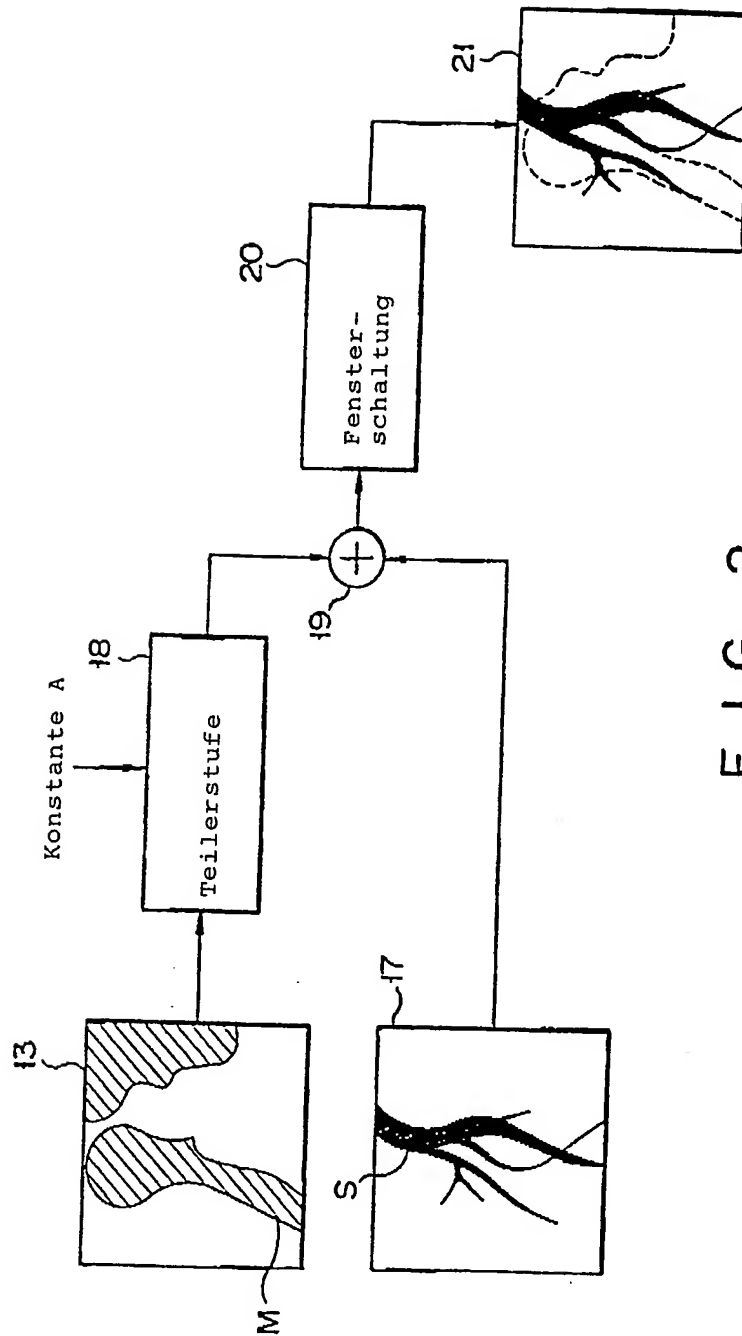


FIG. 2

15

3738636

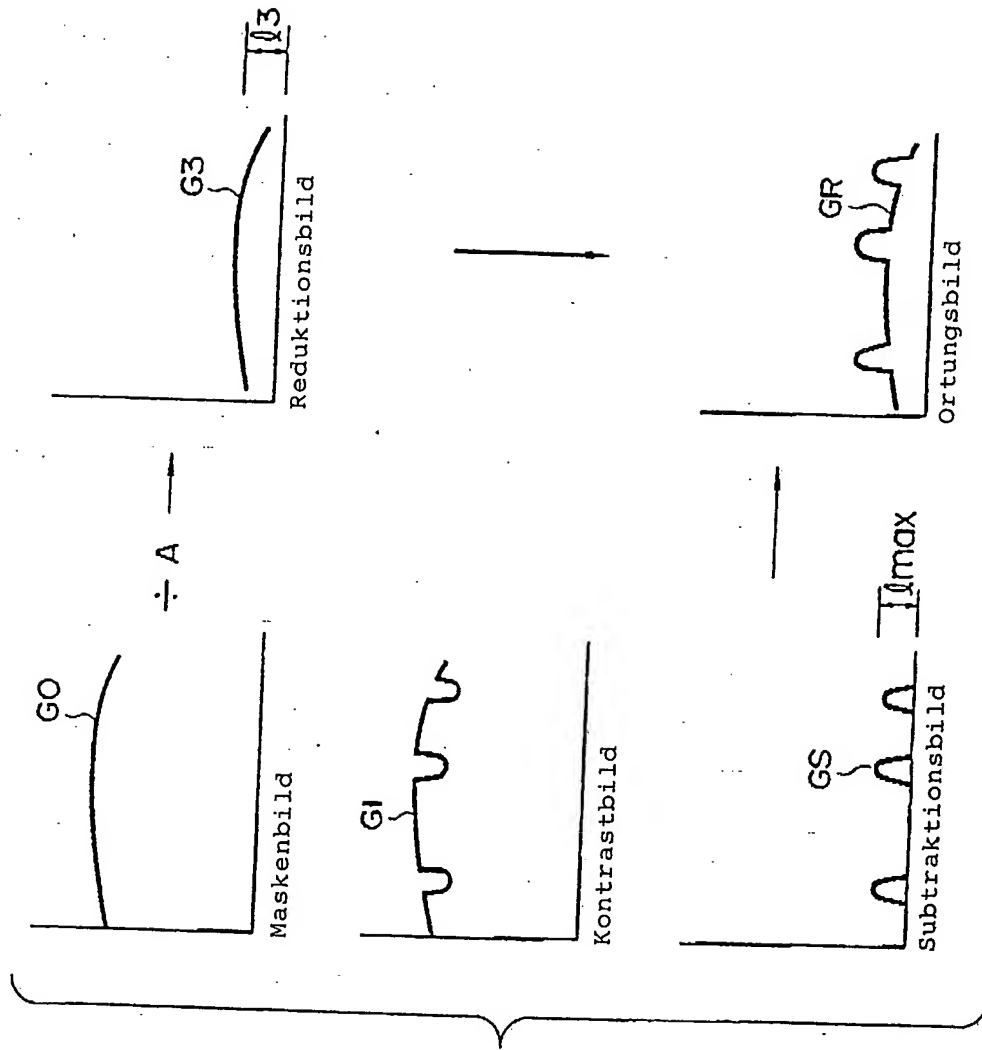


FIG. 3

3738636

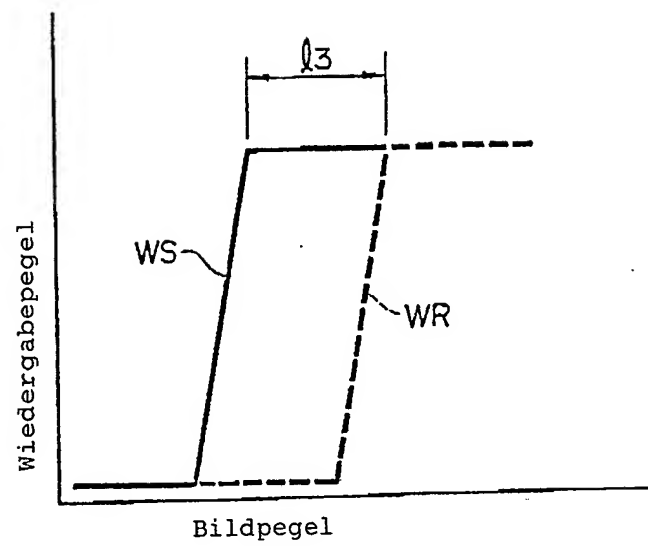


FIG. 4